

JP 8107521      A      5 H04N-005/325

Abstract (Basic): JP 8107521 A

The appts. includes a controller (9) for setting up active X-ray filament, e.g. tube voltage. An X-ray tube (1) irradiates rays to an examined body based on the X-ray filament. An image intensifier converts the image formed by the examined body to an optical image. The converted image is absorbed by a camera (4) consisting of CCD (4a). The camera provided accepts the image as an X-ray fluoroscopic image and the image is displayed on a monitor (5) provided.

Moreover, certain portions in the brightness of the displayed image, esp. in the dark ones, can be adjusted at a predetermined value through a brightness adjusting circuit which amplifies a video signal beyond the value displayed on the monitor.

ADVANTAGE - Improves efficiency in diagnosis requiring X-ray through monitor provided to show clearly video signals provided with brightness adjusting circuit.

Dwg.1/9

Title Terms: RAY; FLUOROSCOPIC; APPARATUS; BRIGHT; ADJUST; CIRCUIT; CORRECT  
; IMAGE; CLEAR; AMPLIFY; VIDEO; SIGNAL; OUTPUT; ARBITRARY; VIDEO; SIGNAL;  
PREDETERMINED; VALUE; PORTION; BLUR; VIDEO; SIGNAL

Derwent Class: S05; T01; W04

International Patent Class (Main): H04N-005/325

International Patent Class (Additional): G06T-001/00; G06T-005/00;  
H04N-005/32

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A5B; S05-D02A5E; T01-J06A; T01-J10B1;  
W04-M01F1

AN

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-107521

(43)公開日 平成8年(1996)4月23日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 4 N	5/325			
G 0 6 T	1/00			
	5/00			
		7638-2 J	A 6 1 B 6/ 00	3 5 0 M
			G 0 6 F 15/ 62	3 9 0 A
審査請求 未請求 請求項の数1 F D (全 5 頁) 最終頁に続く				

(21)出願番号 特願平6-266068

(22)出願日 平成6年(1994)10月6日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 金野 誠

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

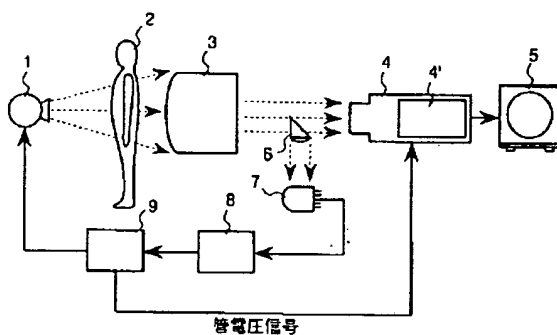
(54)【発明の名称】 X線透視撮影装置

(57)【要約】

【目的】被検体によってX線透過量が変化した場合でも、X線透視像のコントラストを適正にし、診断効率の向上を図ることにある。

【構成】コントラストが少ないときには映像信号増幅回路4bにより映像信号を増幅して、明るい部分の信号と暗い部分の信号との差を所定値にする。この増幅した映像信号のうちある値以上の映像信号だけを映像信号クランプ回路4cにより取り出して、これを画像としてモニタ5に表示させる。

【効果】コントラスト補正回路4'により、コントラストのはっきりした画像を表示することができ、モニタ5による診断の効率が向上する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】透視撮影のための管電圧等のX線条件を設定するX線制御装置と、該X線条件に従ってX線を被検体へ照射するX線管と、該被検体を透過したX線を光学像に変換するイメージインテンシファイアと、該光学像をX線透視像として撮影するテレビカメラと、該X線透視像を表示するモニタとを有するX線透視撮影装置において、前記X線透視像の明るく表示させる部分の映像信号と暗く表示させる部分の映像信号との差が所定値となるよう映像信号を増幅しこの増幅した映像信号のうち任意の値以上の映像信号を前記モニタへ出力する輝度補正回路を設けたことを特徴とするX線透視撮影装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、X線透視撮影装置に係り、特にX線透視像のコントラストを常に明瞭に表わすのに好適な装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来のX線透視撮影装置により被検体を透視撮影する場合は、X線管から被検体へ予め設定した条件のX線を照射し、透過したX線をイメージインテンシファイア（以下、I. I. と称する）で光学像に変換し、この光学像をテレビカメラで撮影してモニタに表示する。そして、モニタへ表示される透視像の明るさを適正值にするために、自動露出回路あるいは手動でX線条件を調整し、I. I. に入力するX線の量を一定にしている。

【0003】例えば、被検体の体厚が厚くX線透過量が少ない場合にはモニタが全体的に暗くなるので、被検体へ照射するX線量を増やしてモニタを明るくするよう制御しており、逆に被検体の体厚が薄くX線透過量が多い場合にはモニタが全体的に明るくなるので、照射X線量を減らしてモニタを暗くするよう制御している。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】従来装置では、被検体のX線透過量が変化した場合でも、X線条件を調整することでモニタの表示を適正な明るさにすることができる。しかし、被検体の体厚が厚いときの調整は、体厚が薄いときの調整に比べてX線量を多くするため散乱線が増加したり、目的の部位と他の部位とのX線透過量の差がなくなる等の問題があり、これが原因で例えば、消化管の造影診断等では造影剤部分の本来X線があまり透過して欲しくない部分でも比較的多くのX線が透過してしまい、I. I. に入力されるX線透視像のコントラストが低下していた。

【0005】このため、モニタの表示も被検体が厚く照射X線量を増やした場合は、透視像の本来暗くあるべき部分が若干明るくなり、画像のコントラストが少なくなりモニタ表示画像の診断価値を低下させていた。

【0006】本発明の目的は上記問題点を鑑みてなされ

たもので、被検体によってX線透過量が変化した場合でも、X線透視像のコントラストを適正にし、診断効率の向上を図ることにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために本発明は、透視撮影のための管電圧等のX線条件を設定するX線制御装置と、該X線条件に従ってX線を被検体へ照射するX線管と、該被検体を透過したX線を光学像に変換するイメージインテンシファイアと、該光学像をX線透視像として撮影するテレビカメラと、該X線透視像を表示するモニタとを有するX線透視撮影装置において、前記X線透視像の明るく表示させる部分の映像信号と暗く表示させる部分の映像信号との差が所定値となるよう映像信号を増幅しこの増幅した映像信号のうち任意の値以上の映像信号を前記モニタへ出力する輝度補正回路を設けたものである。

## 【0008】

【作用】体厚が厚い被検体を透視すると、前述のようにX線量が増え、被検体のX線透過量も多くなり、コントラストの少ない映像信号がテレビカメラに入力されるが、この映像信号を輝度補正回路に入力すると、明るい部分の信号と暗い部分の信号の差が所定値となるように映像信号を増幅する。そして、この増幅した映像信号からある値以上の映像信号だけを取り出し、これをモニタに表示する。これにより、被検体のX線透過量が変化した場合でも、一定のコントラストを有した透視像をモニタに表示することができる。

## 【0009】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図1乃至図7により説明する。図1はコントラスト補正回路をテレビカメラ内に備えたX線透視撮影装置の概略構成を示すブロック図、図2は本実施例のコントラスト補正回路の構成を示すブロック図、図3は増幅度可変可変信号を示す図、図4はDCクランプ電圧を示す図、図5はI. I. の出力光学像を示す図、図6はコントラスト補正をしないときのコントラスト補正回路での映像信号の変化を示す図、図7はコントラスト補正をしたときのコントラスト補正回路での映像信号の変化を示す図である。

【0010】まず、本実施例の構成および動作を説明する。X線制御装置9で管電圧や管電流などの設定されたX線条件に従って、X線管1からX線を被検体2に照射する。被検体2を透過したX線は、I. I. 3に入力し光学像に変換されて出力される。この光学像は、テレビカメラ4で撮影するが、I. I. 3とテレビカメラ4の間に光学プリズム6を配置し光学像をフォトマルチューブ7へ案内する。フォトマルチューブ7では、光学像を明るさに比例した電流信号に変換し自動露出回路8へ出力する。自動露出回路8では、ある一定間隔でこの電流信号量をチェックして、この電流信号が所定の値より小さければ管電圧を上げ、大きければ管電圧を下げ、また

所定値と同等であればそのままするようにX線制御装置9に信号を送出する。

【0011】例えば、被検体2が厚くX線透過量が少なく管電圧が低いときは、フォトマルチチューブ7からの電流信号は小さくなるため、管電圧を徐々に高くし、高い状態で停止し安定するよう制御する。また、逆に被検体2が薄くX線透過量が多いときは、管電圧を低い状態で安定するよう制御する。

【0012】一方、I、I、3からの光学像をテレビカメラ4で撮影し、電気的な映像信号に変換する。この映像信号は、X線制御装置9からの管電圧信号を利用してコントラスト補正回路4'によりコントラスト補正が行われたあと、モニタ5に表示される。

【0013】次に、コントラスト補正回路4'の詳細を説明する。I、I、3からの光学像をテレビカメラ4内のCCD4aにより映像信号として取り込み、この映像信号を映像信号増幅回路4bでAC増幅し、映像信号クランプ回路4cでDCクランプした後、同期パルス混合回路4dで水平垂直同期信号を混合してビデオ信号を出力する。映像信号増幅回路4cには、X線制御装置9からの管電圧信号により、増幅度可変信号を作り出す増幅度可変信号発生回路4eが接続され、また映像信号クランプ回路4bには、管電圧信号によりクランプ電圧を変化させるクランプ可変回路4fが接続されている。

【0014】透視時の増幅度可変信号およびクランプ電圧の変化は、図3及び図4に示すように、管電圧が設定値（例えば90kV）以下のときは、増幅度可変信号及びクランプ電圧は一定状態となるが、90kV以上になると、増幅度可変信号は増加し、クランプ電圧は逆に低下するように制御される。つまり、管電圧が設定値以下の場合には映像信号はコントラスト補正されず、設定値以上になると管電圧に比例したコントラスト補正が行われる。

【0015】例えば、図5に示す胃部の光学像がI、I、3より出力されたとする。この光学像のA-Aの位置において、コントラスト補正を行わないときに行ったときの映像信号を図6及び図7より見ると、まずコントラスト補正を行わないときは、自動露出回路8での管電圧の変化はなくCCD4aに入力される胃部の映像信号は図6(a)のように低くなり、それ以外の部分は高くなる。これは、胃部は暗くそれ以外は明るい画像を意味する。この映像信号を映像信号増幅回路4bに入力するが、このときの管電圧は設定値よりも低いいため、図6(b)に示すように増幅されない。そして、この映像信号を映像信号クランプ回路4cでDCクランプすると、図6(c)に示すような映像信号が形成される。

【0016】次に、コントラスト補正を行うとき、つまり被検体が厚くX線透過量が少ないときは、自動露出回路8で管電圧を高くするが、CCD4aに入力される胃部以外の映像信号は、図7(a)に示すように前述と同

様に高くなるが、胃部の映像信号はあまり低くならない。これは、胃部以外の部分と胃部との明暗があまりはつきりしないことを意味する。この映像信号を映像信号増幅回路4bに入力すると、管電圧が設定値よりも高いため、図7(b)に示すように胃部の映像信号とそれ以外の部分の映像信号との差が所定値となるよう増幅する。このとき、明るい部分の映像信号をこれ以上増幅しないために、映像信号の基準となる電圧を補正しないときの電圧(B点)よりも低い電圧(C点)に引き下げる。そして、この映像信号を映像信号クランプ回路4cでDCクランプすると、図7(c)に示すようにコントラスト補正をしないときの映像信号と同様の映像信号が形成される。

【0017】以上のように、X線透過量の多少つまりI、I、3からの映像信号の大小にかかわらず一定のコントラストを付けることができるため、診断能の高い画像が得られる。

【0018】次に、第二の実施例を図8により説明する。図8はコントラスト補正回路の第二の実施例を示すブロック図である。本実施例におけるコントラスト補正回路4"以外は、前述の第一の実施例と同様であるため説明は省略する。I、I、3からの光学像はCCD4aに入力し、映像信号増幅回路4bで増幅される。そして、増幅した映像信号はA/D変換器4gによりデジタル変換され、デジタルの映像信号が画像処理回路4hで画像処理されビデオ信号として出力する。画像処理回路4hでは、上述のコントラスト補正がデジタル信号により行われる。

【0019】以上のように、映像信号の大小にかかわらずコントラストを一定にできるため、診断能の高い画像が得られると共に、より簡単な構成でコントラスト補正を行うことができる。

【0020】さらに、第三の実施例を図9により説明する。図9はコントラスト補正回路をモニタ内に備えたX線透視撮影装置の概略構成を示すブロック図である。本実施例では、テレビカメラ4からのビデオ信号をコントラスト補正回路5'に入力し、この信号をコントラスト補正する。このコントラスト補正回路5'は第一の実施例のような構成にしてもよいし、第二の実施例のような構成にしてもよい。

【0021】以上のように、テレビカメラ4からの映像信号によりコントラストを一定にできるため、診断能の高い画像が得られる。

【0022】

【発明の効果】本発明によれば、X線透視像を常にコントラストのある画像にするため、コントラストが少ないときには映像信号を増幅し、この増幅した映像信号のうちある値以上の映像信号だけを取り出して、これを画像としてモニタに表示させるため、モニタにはコントラストのはっきりした画像を表示することができ、モニタに

よる診断の効率が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】コントラスト補正回路をテレビカメラ内に備えたX線透視撮影装置の概略構成を示すブロック図

【図2】図1のコントラスト補正回路の構成を示すブロック図

【図3】増幅度可変可変信号を示す図

【図4】DCクランプ電圧を示す図

【図5】I. I. の出力光学像を示す図

【図6】コントラスト補正をしないときのコントラスト 10 補正回路での映像信号の変化を示す図

【図7】コントラスト補正をしたときのコントラスト補正回路での映像信号の変化を示す図

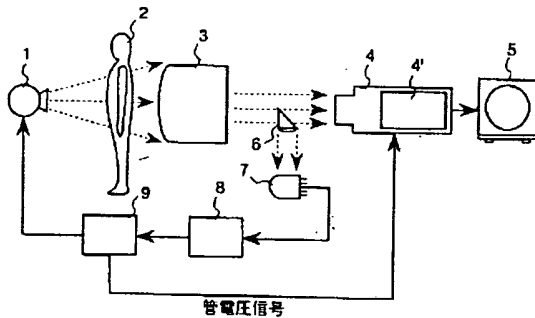
【図8】コントラスト補正回路の第二の実施例を示すブロック図

【図9】コントラスト補正回路をモニタ内に備えたX線透視撮影装置の概略構成を示すブロック図

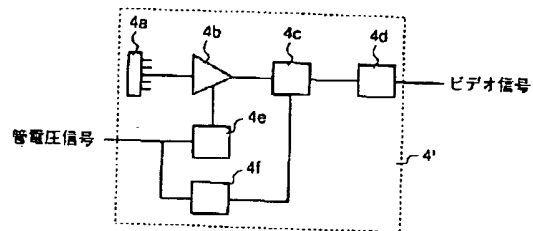
【符号の説明】

- 1 X線管
- 2 被検体
- 3 I. I.
- 4 テレビカメラ
- 4 a C C D
- 4 b 映像信号増幅回路
- 4 c 映像信号クランプ回路
- 4 d 同期パルス混合回路
- 4 e 増幅度可変信号発生回路
- 4 f クランプ電圧可変回路
- 4 g A/D変換器
- 4 h 画像処理回路
- 5 モニタ
- 6 光学プリズム
- 7 フォトマルチューブ
- 8 自動露出回路
- 9 X線制御装置

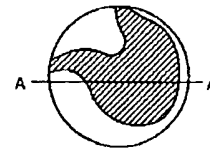
【図1】



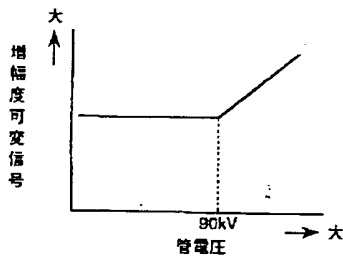
【図2】



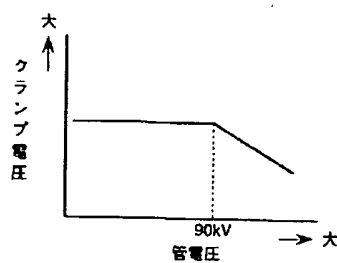
【図5】



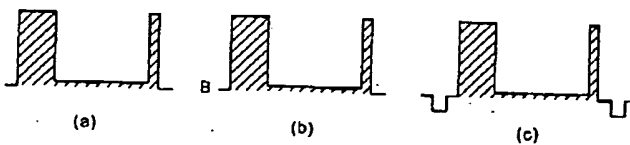
【図3】



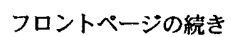
【図4】



【図6】



【图8】



技術表示箇所

-221-